

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2002年12月13日
Date of Application:

出願番号 特願2002-362261
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP 2002-362261]

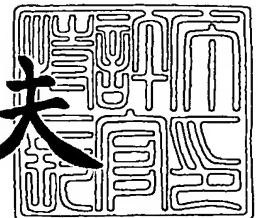
出願人 日本光電工業株式会社
Applicant(s):

出
(印)
(20)
日
JPA

2003年11月14日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 52-121

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/145

【発明者】

【住所又は居所】 東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内

【氏名】 鎗田 勝

【特許出願人】

【識別番号】 000230962

【氏名又は名称】 日本光電工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100099195

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮越 典明

【選任した代理人】

【識別番号】 100116182

【弁理士】

【氏名又は名称】 内藤 照雄

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 特願2002-318278

【出願日】 平成14年10月31日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 030889

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0017289

【包括委任状番号】 0017288

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 パルスフォトメータ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られた各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、
を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 2】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光部と、

前記受光部より得られる各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段より得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 3】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、
前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 4】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、
前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、
前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、
この波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、
を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 5】 前記回転行列の回転角度は、各波長の脈波の大きさをそれぞれ縦軸、横軸とする座標上のグラフを回転させることにより、いずれかの軸方向に射影した領域が最小となる角度であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のうちいずれか 1 つに記載のパルスフォトメータ。

【請求項 6】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、
前記受光部により得られる各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、
前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、
を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 7】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、
前記発光手段で発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、
前記各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、
前記波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、
前記各波長の脈波データのそれぞれについてノルム値を求め、そのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、
前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質

の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 8】 前記血中吸光物質濃度演算手段は、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも 1 つを演算することを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載のパルスフォトメータ。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療の分野において、特に循環器系の診断に用いられるパルスフォトメータにおける血中吸光物質濃度測定、脈拍測定の改良に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

医療に際し、血液に含まれる吸光物質濃度測定として、酸素飽和度 $S p O_2$ の測定、一酸化炭素ヘモグロビンや $M e t$ ヘモグロビン等の特殊ヘモグロビンの濃度測定、注入色素濃度の測定を目的としたパルスフォトメータが知られている。

酸素飽和度 $S p O_2$ の測定装置を特にパルスオキシメータと呼んでいる。

【0 0 0 3】

パルスフォトメータの原理は、対象物質への吸光性が異なる複数の波長の光を生体組織に透過させ、その透過光の光量を連続的に測定することで得られる脈波データから対象物質の濃度を求めるものである。

本出願人は、特許第 3 2 7 0 9 1 7 号（特許文献 1）において、異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過光から得られる 2 つの脈波データのそれぞれの大きさを縦軸、横軸としてグラフを描き、その回帰直線を求め、その回帰直線の傾きに基づいて、動脈血中の酸素飽和度ないし吸光物質濃度を求めることを提案している。

この発明により、測定精度を高め、低消費電力化することができた。

しかし、各波長の脈波データについての多くのサンプリングデータを用いて回帰直線ないしその傾きを求めるためには、なお多くの計算処理を要していた。

【0004】

【特許文献1】

特許第3270917号（請求項1、2、図2、図4）

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の課題（目的）は、計算処理負担を軽減し、体動によるノイズが脈波データに生じた場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定することにある。

また、体動によるノイズが脈波データに生じた場合であっても、脈波データからノイズを除去し、精度よく脈拍を求めることにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られた各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

を具備することを特徴とする（請求項1）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を容易に取得することができる。

【0007】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光部と、

前記受光部より得られる各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段より得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とする（請求項2）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【0008】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、

を具備することを特徴とする（請求項3）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

【0009】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、

この波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とする（請求項4）。

この構成により、脈波データ回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【0010】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

前記回転行列の回転角度は、各波長の脈波の大きさをそれぞれ縦軸、横軸とする座標上のグラフを回転させることにより、いずれかの軸方向に射影した領域が最小となる角度であることを特徴とする（請求項5）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いてノイズを最小限に低減することができる。

【0011】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光部により得られる各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、

前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とする（請求項6）。

この構成により、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

【0012】

さらに、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段で発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した

波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

前記各波長の脈波データのそれぞれについてノルム値を求め、そのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、

前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とする（請求項 7）。

【 0 0 1 3 】

また、本発明に係るパルスフォトメータの前記血中吸光物質濃度演算手段は、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも 1 つを演算するようにしても良い。（請求項 8）

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減した波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めると共に、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

【 0 0 1 4 】

【発明の実施の形態】

本発明の実施の形態を説明するにあたり、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて原理を説明する。

なお、本発明の技術は、パルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン、Met ヘモグロビンなど）、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリーの原理を用いて測定する装置（パルスフォトメトリー）に適用できる。

【 0 0 1 5 】

動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータの構成は、概略構成ブロック図である図 1 のようになっている。

異なる波長の光を発光する発光素子 1、2 は、交互に発光するように駆動回路 3 により駆動される。

発光素子 1、2 に採用する光はそれぞれ動脈血酸素飽和度による影響が少ない赤外光（例えば 940 [nm]）、動脈血酸素飽和度の変化に対する感度が高い赤色光（例えば 660 [nm]）がよい。

【0016】

これらの発光素子 1、2 からの発光は生体組織 4 を透過してフォトダイオード 5 で受光して電気信号に変換される。

なお、反射光を受光するようにしてもよい。

そして、これらの変換された信号は増幅器 6 で増幅され、マルチプレクサ 7 によりそれぞれの光波長に対応したフィルタ 8-1、8-2 に振り分けられる。

各フィルターに振り分けられた信号はフィルタ 8-1、8-2 によりフィルタリングされてノイズ成分が低減され、A/D 変換器 9 によりデジタル化される。

【0017】

デジタル化された赤外光、赤色光に対応する各信号列が、それぞれの脈波データを形成している。

デジタル化された各信号列は処理部 10 に入力され、ROM 12 に格納されているプログラムにより処理され、酸素飽和度 $S p O_2$ が測定され、その値が表示部 11 に表示される。

【0018】

<回転行列によるノイズ低減と脈波の基本周波数の演算>

まず、血液中の吸光物質の吸光度（減光度）の変動の測定について説明する。

図 9 (a) 及び (b) は、前記発光素子 1、2 からの発光された光が生体組織 4 を透過してフォトダイオード 5 で受光して電気信号に変換された脈波データで、(a) は赤色光の場合を、(b) は赤外光を示している。

図 9 の (a) では、横軸を時間、縦軸を受光出力とすると、フォトダイオード 5 での受光出力は、赤色光の直流成分 (R') と脈動成分 ($\Delta R'$) が重畳された波形となっている。

また、図 2 の (b) では、横軸を時間、縦軸を受光出力とすると、フォトダイオード 5 での受光出力は、赤外光の直流成分 ($I R'$) と脈動成分 ($\Delta I R'$) が重畳された波形となっている。

図 2 は、図 9 に示すような脈波において、8 秒間分の、直流成分（ R' 、 IR' ）に対する脈動成分（ $\Delta R'$ 、 $\Delta IR'$ ）の比（ $IR = \Delta IR' / IR'$ ）をとり、さらにその 8 秒間分のデータの平均値をゼロに合わせたものである。

なお、図 2 の如き、平均値をゼロとする処理を行わなくとも演算は可能である。

図 3 は、図 9 に示される赤外光 IR のデータを横軸に、赤色光 R のデータを縦軸にとったグラフである。

【0 0 1 9】

次に、A/D 変換器 9 によってデジタル化した各波長の 2 つの脈波データを回転行列を用いてノイズを低減する演算処理について説明する。

なお、赤外光と赤色光とは交互に発光されるため厳密には同時に発光されるものではないが、隣り合う得られた赤外光受光値と赤色光受光値を同時刻に得られたものとして扱い、図 3 のグラフを作成している。

また、脈波の直流成分に対する脈動成分の比をとることで脈拍による吸光度の脈動分が近似される。

図 3 のグラフに見られる推移は 4 5 度になっていないが、その理由は、赤外光脈波の脈動成分の振幅と赤色光脈波の脈動成分の振幅とに差があるため、およびノイズが重畳しているためである。

【0 0 2 0】

そこで、脈波データに回転行列を用いて回転演算を施すこととする。

赤外光脈波の直流成分に対する脈動成分の比（ IR ）のデータ列を、

【0 0 2 1】

【数 1】

$$IR = \{ IR(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots \} \quad (1)$$

【0 0 2 2】

赤色光脈波の直流成分に対する脈動成分の比（ R ）のデータ列を、

【0 0 2 3】

【数 2】

$$R = \{ R(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots \} \quad (2)$$

【0 0 2 4】

とする。

同じ時刻 t_i に得られた I R と R とのデータを次のように行列で定義する。

すなわち、

【0 0 2 5】

【数 3】

$$S = \begin{pmatrix} IR(t_i) \\ R(t_i) \end{pmatrix} \quad (3)$$

【0 0 2 6】

また、 θ [rad] 回転させる回転行列を A とすると、 A は次のように表すことができる。

【0 0 2 7】

【数 4】

$$A = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

【0 0 2 8】

そうすると、 S を A により θ [rad] 回転させることにより次の X が得られる。

【0 0 2 9】

【数 5】

$$\begin{aligned}
 X &\equiv \begin{pmatrix} X1(t_i) \\ X2(t_i) \end{pmatrix} = A \cdot S \\
 &= \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} IR(t_i) \\ R(t_i) \end{pmatrix} \quad (5)
 \end{aligned}$$

【0030】

なお、回転行列 A は、上記のほか、

【0031】

【数 6】

$$A' = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4-2)$$

【0032】

を用いてもよい。

ここで、 θ を $0 \sim 9\pi/30$ [rad] まで $\pi/30$ [rad] ずつ脈波データ S を回転させて得られるグラフを図 4 に示す。

図 4 からわかるように、横軸ゼロ、縦軸ゼロの点（赤色光脈波と赤外光脈波との両方が平均である点）を中心として回転されており、 θ が $9\pi/30$ [rad] のときに、横軸(X1)へ射影した領域が最小になり、縦軸(X2)へ射影した領域が最大となっている。

θ を $9\pi/30$ [rad] よりさらに $\pi/2$ [rad] 回転させ $24\pi/30$ [rad] (=

1 2 $\pi / 1 5$ [rad]) 回転させた場合には横軸(X1)へ射影した領域が最大になり、縦軸(X2)へ射影した領域が最小となることは明らかである。

【0 0 3 3】

次に、 θ を $9 \pi / 3 0$ [rad]、 $2 4 \pi / 3 0$ [rad]としたときの回転行列 A により、測定された脈波データ S が処理されて X となった結果、どのような波形となるかを説明する。

図 5 は、図 2 に示した脈波データ S を、 θ を $9 \pi / 3 0$ [rad]として回転行列 A により処理した X の波形を示す。

横軸へ射影した領域が最小になった $X1(t_i)$ は、

【0 0 3 4】

【数 7】

$$X1(t_i)[\theta=9 \pi / 30] = \cos \theta \text{ IR}(t_i) - \sin \theta \text{ R}(t_i) \quad (6)$$

【0 0 3 5】

一方、横軸へ射影した領域が最大になった $X2(t_i)$ は、

【0 0 3 6】

【数 8】

$$X2(t_i)[\theta=9 \pi / 30] = \sin \theta \text{ IR}(t_i) + \cos \theta \text{ R}(t_i) \quad (7)$$

【0 0 3 7】

により演算される。

図 5 の $X1$ の波形からはノイズが除去されたことがわかる。

なお、脈波データ S を、 θ を $2 4 \pi / 3 0$ [rad]として回転行列 A により処理した場合には、 $X2$ の波形がノイズが除去された波形となる。

横軸へ射影した領域が最大になる $X1(t_i)$ は、

【0 0 3 8】

【数 9】

$$X1(t_i)[\theta=24 \pi / 30] = \cos \theta \text{ IR}(t_i) - \sin \theta \text{ R}(t_i) \quad (8)$$

【 0 0 3 9 】

一方、横軸へ射影した領域が最小になる $X_2(t_i)$ は、

【 0 0 4 0 】

【数 1 0】

$$X_2(t_i)[\theta=24\pi/30] = \sin \theta \, IR(t_i) + \cos \theta \, R(t_i) \quad (9)$$

【 0 0 4 1 】

により演算される。

このように横軸へ射影した領域が最小になるように回転角 θ を設定して、脈波データ S を処理すれば、ノイズが抑制された波形を得ることができる。

【 0 0 4 2 】

次に、脈波の基本周波数の演算について説明する。

ノイズが低減される前の図 2 に示した脈波データと、回転行列を用いてノイズが低減された波形を周波数解析して得られたスペクトルをそれぞれ図 6 に示す。

横軸は周波数、縦軸はスペクトルである。

ノイズが低減される前の脈波 (Before-rotation) データのスペクトルは、ノイズの周波数帯域 f_n のスペクトルが強くでており、脈波データの基本周波数 f_s のスペクトルはほとんど現れていない。

一方、回転行列を用いてノイズが低減された波形 (After-rotation) を周波数解析して得られたスペクトルでは、脈波データの基本周波数 f_s のスペクトルがノイズの周波数帯域 f_n のスペクトルと区別できるほど強く現れていることがわかり、脈波データの基本周波数 f_s を求めることができる。

そして、脈波データの基本周波数 f_s [Hz] が求まれば、脈拍数 $f_s \times 60$ [回/min] を容易に求めることができる。

【 0 0 4 3 】

このように、所定角度の回転行列を用いることにより、ノイズが低減された脈波データを得ることができ、脈波データの基本周波数ないし脈拍数を求めることができる。

ここで、所定角度は、予め決められたものでもよく、測定期間中アダプティブ

に変化させてもよい。

【0 0 4 4】

<酸素飽和度の演算>

図 3 は、上述のように赤色光脈波データ R を横軸に赤外光脈波データ I R を縦軸にとったグラフであるが、このグラフの傾きをノルム比を用いて求める。

まず、赤外光脈波データ I R の L 2 ノルムを求める。

赤外光脈波データ列は $IR = [IR(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots]$ (1) であるから、L 2 ノルムは次の式で表すことができる。

【0 0 4 5】

【数 1 1】

$$\| IR \| = \sqrt{(\sum (IR(t_i))^2)} \quad (10)$$

【0 0 4 6】

次に、赤色光脈波データ R の L 2 ノルムを求める。

赤色光脈波データ列は $R = [R(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots]$ (2) であるから、L 2 ノルムは次の式で表すことができる。

【0 0 4 7】

【数 1 2】

$$\| R \| = \sqrt{(\sum (R(t_i))^2)} \quad (11)$$

【0 0 4 8】

そこで、

【0 0 4 9】

【数 1 3】

$$\Phi = \| R \| / \| IR \| \quad (12)$$

【0 0 5 0】

とすれば Φ は、酸素飽和度 SpO_2 と相関するので、その相関を表す関数を f とすれば、

【0 0 5 1】

【数 1 4】

$$S_{pO_2} = f(\Phi_{12}) \quad (13)$$

【0 0 5 2】

と表され、酸素飽和度 S_{pO_2} を求めることができる。

なお、ノルム比を傾きとした直線を図 3 に示す。

ノルムとは、数学的概念の 1 つで、ユークリッドノルム (Euclidean-norm) 又は 2 乗ノルムは、 n 個の要素を持つベクトルの大きさをスカラ量に写像するものである。

このように、所定期間の赤色光脈波データ R の L_2 ノルム値 (2 乗ノルム) と赤外光脈波データの L_2 ノルム値の比に基づいて、酸素飽和度 S_{pO_2} を求めることができる。

ここで、所定期間は逐次得られる現在の脈波から過去にさかのぼって所定期間の赤色光脈波データ R 、赤外光脈波データ I_R を用いるとよい。

また、ノルム値として、 L_2 ノルムを用いたが、他の演算方法によるノルム値を用いてもよい。

【0 0 5 3】

(第 1 の実施例)

次に、上記原理を用いた装置を、概略構成ブロック図と処理フローにより説明する。

概略構成ブロック図は先に説明した図 1 と同じである。

発光素子 1、2 から、交互に発光するように駆動回路 3 により駆動されることにより、異なる波長の光が発光される。

これらの発光素子 1、2 からの発光は生体組織 4 を透過して受光部 (フォトダイオード) 5 で受光され、電気信号に変換される。

そして、これらの変換された信号は増幅器 6 で増幅され、マルチプレクサ 7 によりそれぞれの光波長に対応したフィルタ 8-1、8-2 に振り分けられる。

各フィルターに振り分けられた信号はフィルタ 8-1、8-2 によりフィルタ

リングされてノイズ成分が低減され、A/D変換器9によりデジタル化される。

デジタル化された赤外光、赤色光に対応する各信号列が、それぞれの脈波を形成している。

デジタル化された各信号列は処理部10に入力され、ROM12に格納されているプログラムにより処理され、脈拍数PR、酸素飽和度SpO₂が演算され、その値が表示部11に表示される。

【0054】

次に、脈拍数PR、酸素飽和度SpO₂を演算する処理フローを図7を用いて説明する。

測定が開始される（ステップS1）と、上記のように赤色光脈波、赤外光脈波が検出され（ステップS2）、デジタル化された各信号列（各脈波データ）が処理部10に取り込まれる。

処理部10では、ROM12に格納されているプログラムにより、処理過程のデータをRAM13に読み書きしながら、各脈波データを次のように処理する。

【0055】

先ず、赤外光脈波、赤色光脈波それぞれの脈波の直流成分に対する脈動成分の比を脈波ごとに求める。（ステップS3）

次に、脈拍数PRを求める処理（ステップS4～S6）と酸素飽和度SpO₂を求める処理（ステップS7～S9）が同時に行われる。

【0056】

脈拍数PRを求める処理（ステップS4～S6）では、

予め回転角が設定された回転行列Aにより、赤外光脈波データIRと赤色光脈波データRとのデータSから、式5よりノイズが低減された波形を得る。（ステップS4）

設定する回転角は、図3に示すような赤外光脈波データIRを横軸に赤色光脈波データRを縦軸にとったグラフを回転すると図4に示すように軸方向へ射影した領域が最小となるような角度である。

回転角度は例えば、 $9\pi/30$ [rad]あるいは $24\pi/30$ [rad]がよい。

ノイズが低減された波形は、射影領域が最小となる軸成分のデータより得るこ

とができる。

そして、ノイズが低減された波形を図 6 に示すように周波数解析を行い、脈波データの基本周波数を求める。(ステップ S 5)

そして、その基本周波数から脈拍数 f_s を $f_s \times 60$ [回/min] から求め、表示部 11 に表示する。

【0057】

酸素飽和度 S_{pO_2} を求める処理 (ステップ S 7 ~ S 9) では、

所定期間分の赤外光脈波データ I R と赤色光脈波データ R とからそれぞれの L 2 ノルム値を式 10、式 11 から求め、さらにそれぞれの L 2 ノルム値の比を式 12 から求める。(ステップ S 7)

次に、その L 2 ノルム比を Φ として、式 12 より酸素飽和度 S_{pO_2} を求め (ステップ S 8)、表示部 11 に表示する。(ステップ S 9)

【0058】

測定を継続するときはステップ S 2 に戻り処理を繰り返し、測定を計測しない場合は測定を終了する。(ステップ S 11)

【0059】

(第 2 の実施例)

次に、別の第 2 の実施例を図 8 を用いて説明する。

第 2 の実施例が第 1 の実施例と相違する点はステップ S 4 において、回転角は予め定められたものではなく、得られるデータから回転角を求める点であり、図 8 に示すようにステップ S 4-1 とステップ S 4-2 に分けて処理する。

他のステップは第 1 の実施例と同様なので、説明は省略する。

【0060】

脈拍数 P R を求める処理 (ステップ S 4-1 ~ S 6) では、

先ず、所定期間分の赤外光脈波データ I R と赤色光脈波データ R とのデータを用い、図 3 に示すようなグラフを描く。

そして、いかなる回転角度であれば軸方向へ射影した領域が最小になるかを求める。(ステップ S 4-1)

次に、求められた回転角度による回転行列により、各波長の脈波データを処理

し、射影領域が最小となる軸の成分のデータからノイズが低減された波形を得る。
。（ステップ S 4 - 2）。

このように、第 2 の実施例の特徴は、回転行列の回転角度が、固定化された角度ではなく、検出される脈波データに応じて適時変更されるアダプティブ性を有する点にある。

【 0 0 6 1 】

以上は、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて説明したが、本発明の技術はパルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン、M e t ヘモグロビンなど）、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリーの原理を用いて測定する装置（パルスフォトメトリー）にも光源の波長を選択することで適用できる。

【 0 0 6 2 】

【発明の効果】

以上詳記したように、請求項 1 に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

【 0 0 6 3 】

請求項 2 に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波データの基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【 0 0 6 4 】

請求項 3 に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

【 0 0 6 5 】

請求項 4 に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から

精度よく脈波データの基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【0066】

請求項5に記載のパルスフォトメータによれば、回転行列の回転角の決定を容易に決定できる。

【0067】

請求項6に記載のパルスフォトメータによれば、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

【0068】

請求項7に記載のパルスフォトメータによれば、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも1つを演算することができる。

【0069】

請求項8に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形による精度の良い脈波の基本周波数または脈拍数の取得と、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも1つの演算とが同一の装置でほぼ同時に処理して出力することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の概略構成を示すブロック図である。

【図2】

検出された脈波を示す図である。

【図3】

赤色光脈波の振幅を横軸に、赤外光脈波の振幅を縦軸にとったグラフである。

【図4】

図3のグラフを $\pi/30$ [rad]ずつ回転させた図である。

【図5】

回転角度 $9\pi/30$ [rad]の回転行列により処理された脈波の波形を示す図である。

【図 6】

図 5 に示す X1 の波形のスペクトルを示す図である。

【図 7】

第 1 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

【図 8】

第 2 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

【図 9】

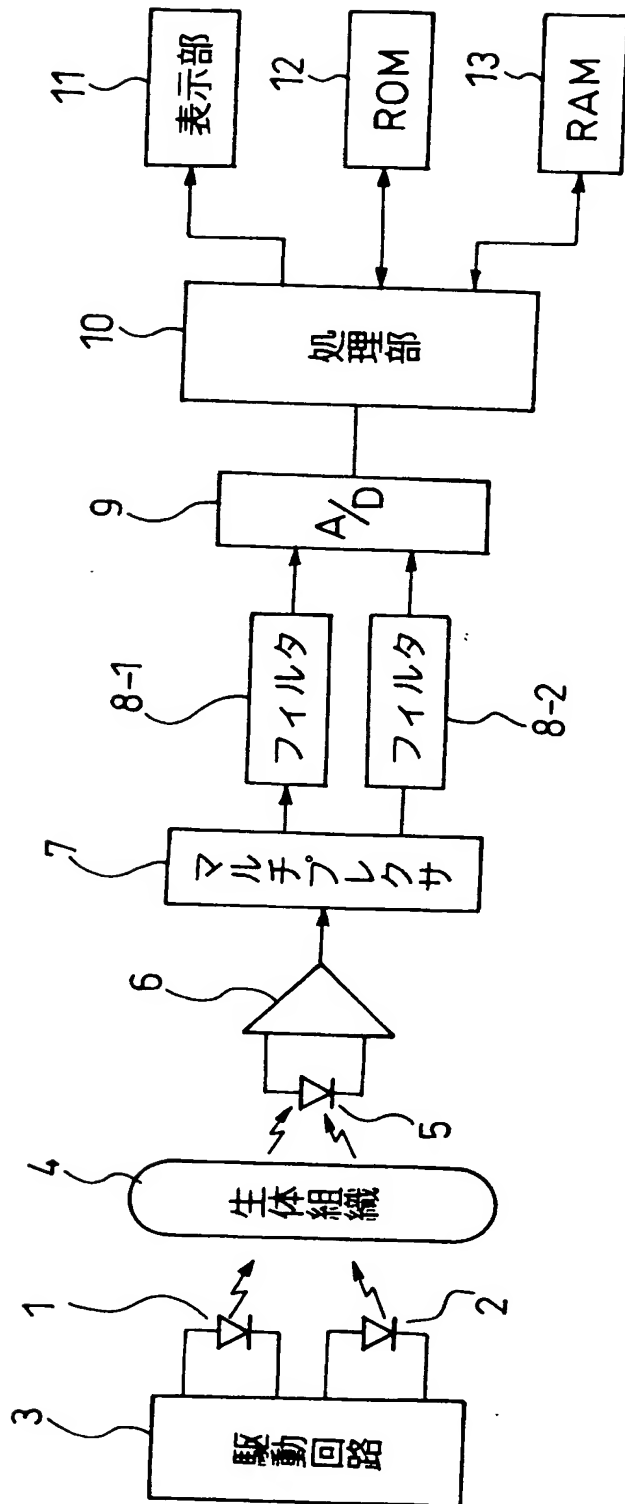
血液中の吸光物質の吸光度の変動の測定原理を説明する波形図である。

【符号の説明】

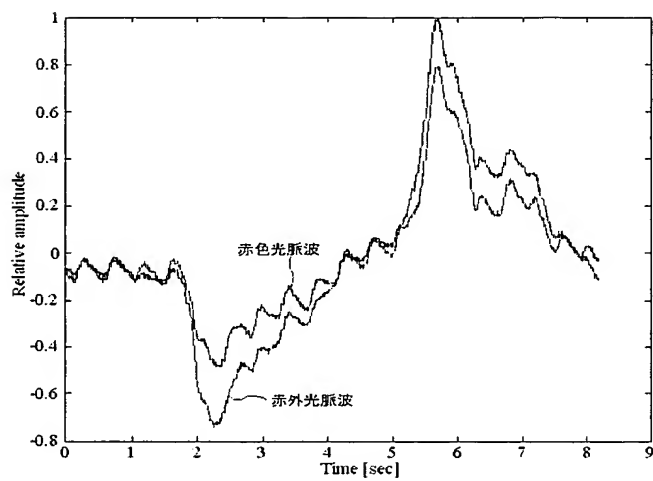
- | | |
|----|----------|
| 1 | 発光素子 |
| 2 | 発光素子 |
| 3 | 駆動回路 |
| 4 | 生体組織 |
| 5 | フォトダイオード |
| 6 | 変換器 |
| 7 | マルチプレクサ |
| 8 | フィルタ |
| 9 | A/D 変換器 |
| 10 | 処理部 |
| 11 | 表示部 |
| 12 | ROM |
| 13 | RAM |

【書類名】 図面

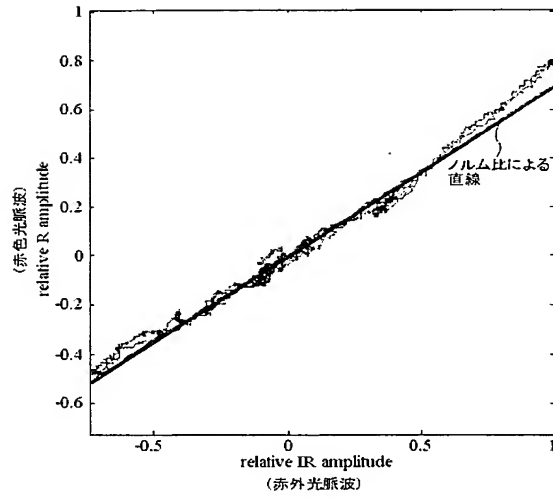
【図 1】



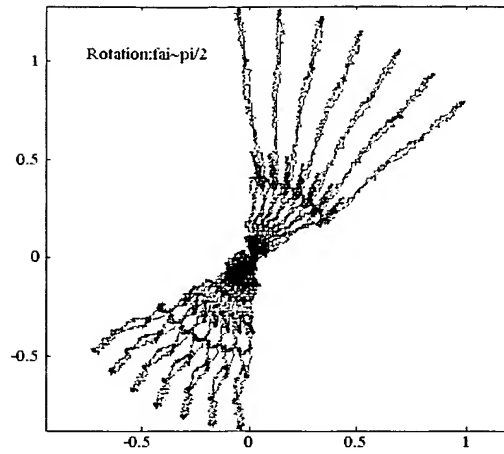
【図 2】



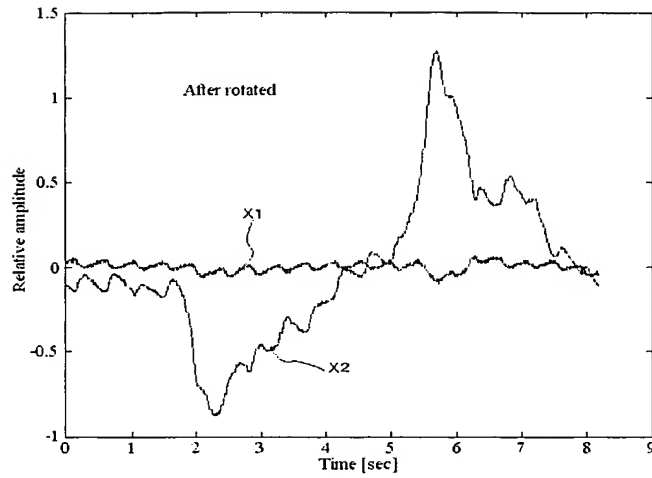
【図 3】



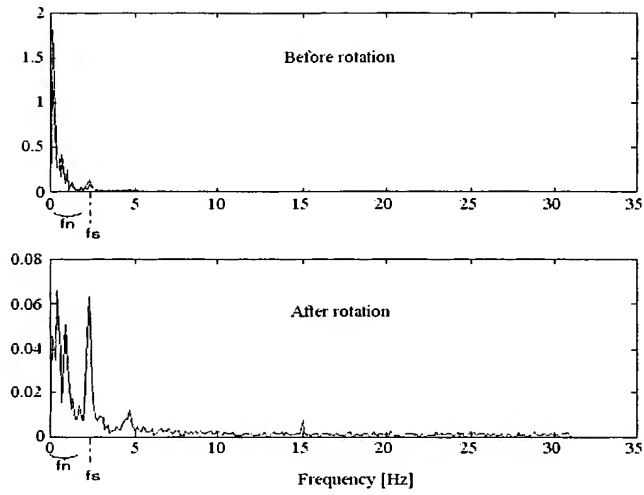
【図 4】



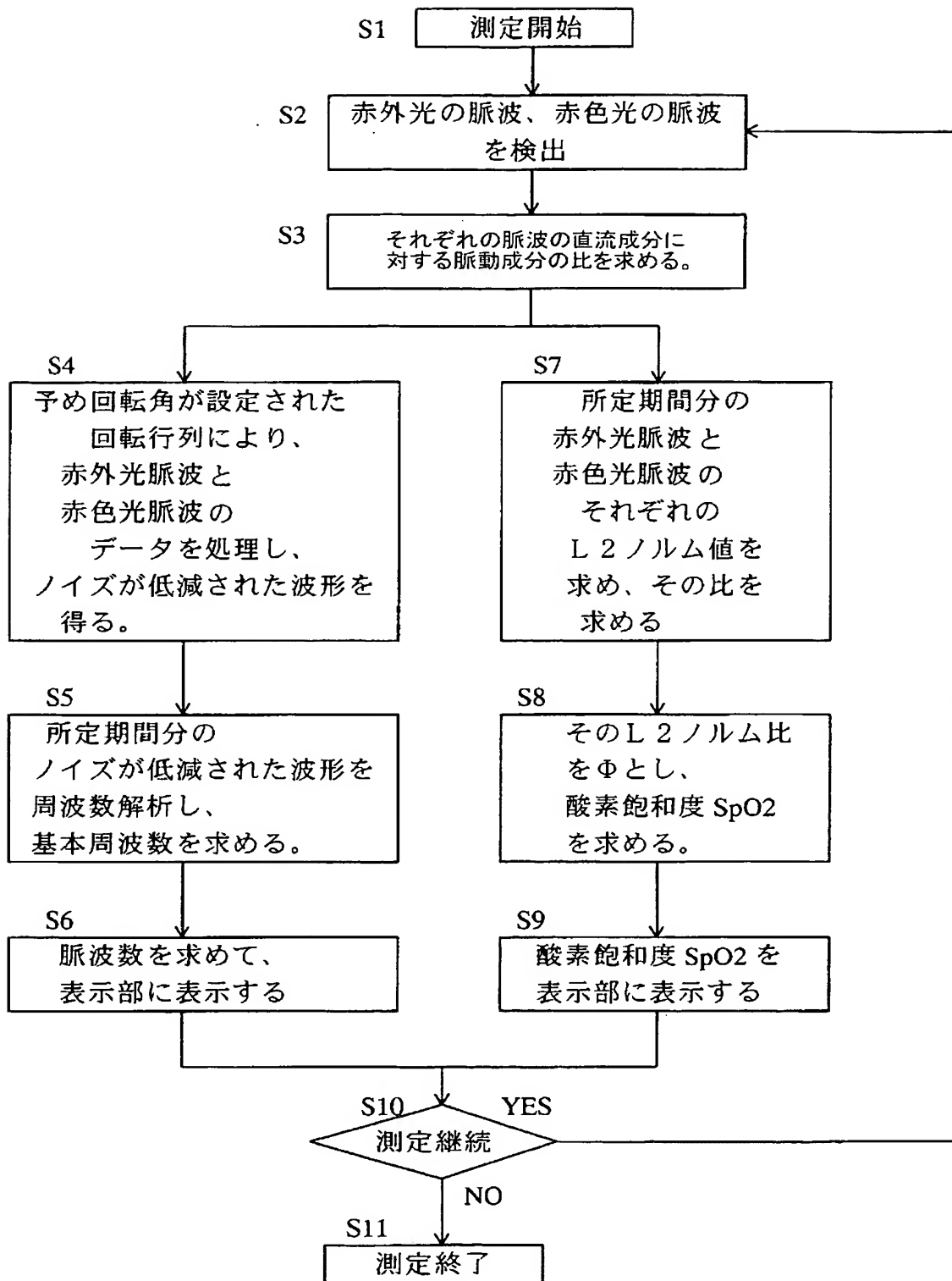
【図 5】



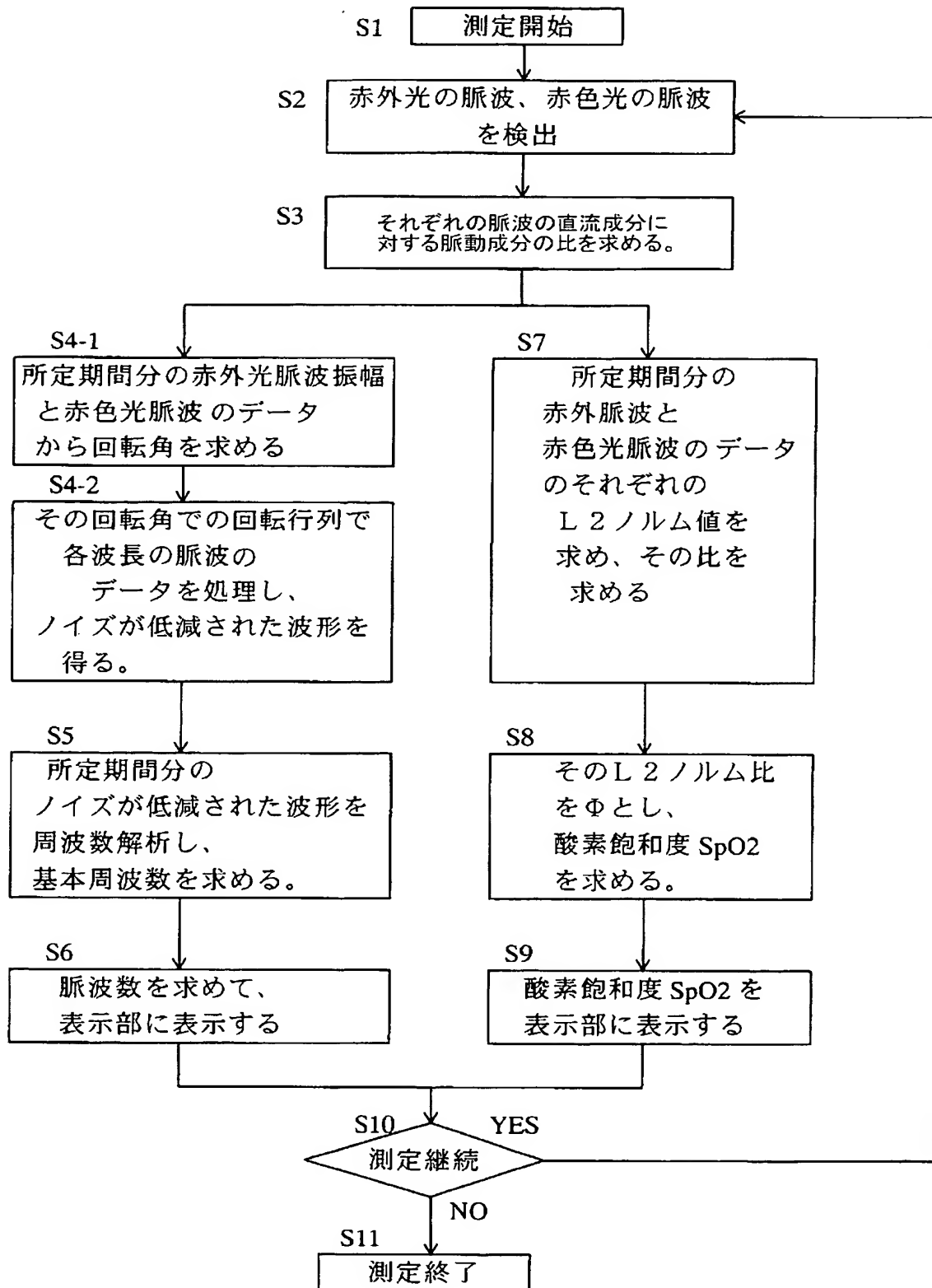
【図 6】



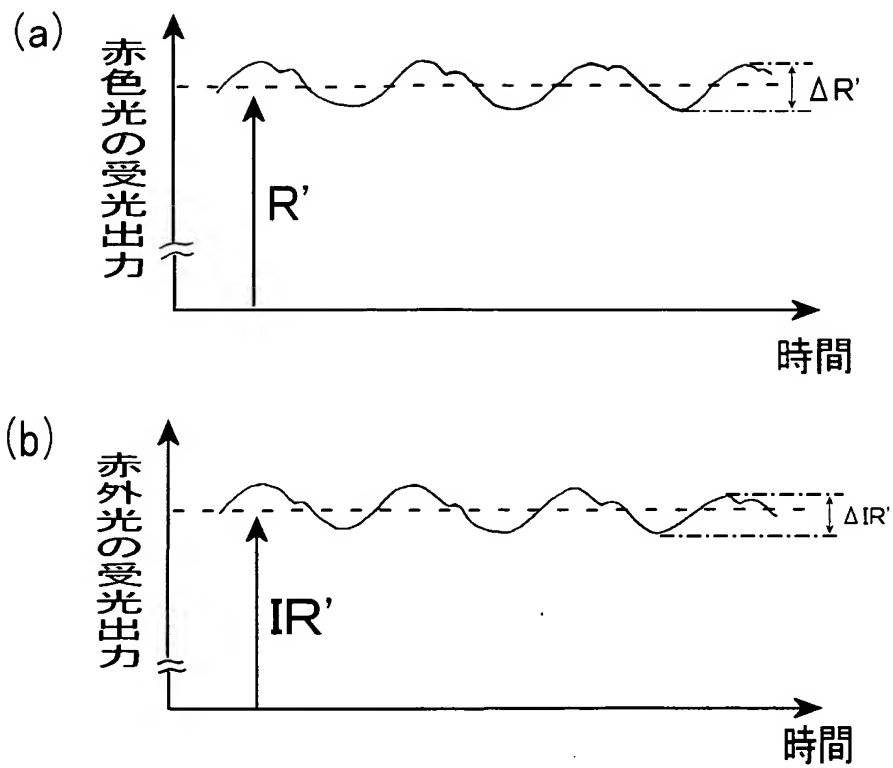
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 パルスフォトメータにおいて、より処理負担を軽減し、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定する。また、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、脈波データからノイズを除去し、精度よく脈拍を求める。

【解決手段】 パルスフォトメータには、異なる 2 つの波長の光を生体組織（4）に交互に照射する発光手段（1、2、3）と、この発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段（5）と、この受光部により得られる各波長の脈波データを処理する処理部（10）を具備している。処理部（10）では、各波長の脈波データを処理する回転行列の回転角度を決定し、その回転角度の回転行列により、脈波データを処理してノイズを低減した波形を取得する。さらに得られた波形を周波数解析することにより、脈波データの基本周波数または脈拍数を求める。また、各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求め、そのノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める。血中吸光物質濃度として、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、あるいは注入色素濃度を求めることができる。

【選択図】 図 7

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 3 6 2 2 6 1
受付番号	5 0 2 0 1 8 9 3 4 6 1
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 2 月 1 8 日

＜認定情報・付加情報＞

【提出日】 平成14年12月13日

次頁無

特願 2 0 0 2 - 3 6 2 2 6 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 2 3 0 9 6 2]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号

氏 名

日本光電工業株式会社